

日本国特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE

22.4.2004

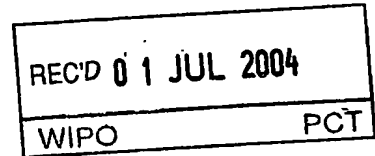
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2003年 4月23日  
Date of Application:

出願番号 特願2003-117804  
Application Number:  
[ST. 10/C]: [JP2003-117804]

出願人 株式会社日立メディコ  
Applicant(s): 株式会社日立製作所

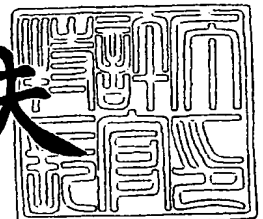


PRIORITY DOCUMENT  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年 6月 2日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今井康夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 02596

【提出日】 平成15年 4月23日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/055

【発明者】

    【住所又は居所】 東京都千代田区内神田 1丁目 1番 14号  
                        株式会社日立メディコ内

    【氏名】 黒目 明

【発明者】

    【住所又は居所】 東京都千代田区神田駿河台 4丁目 6番地  
                        株式会社日立製作所内

    【氏名】 渡邊 洋之

【特許出願人】

    【識別番号】 000153498

    【住所又は居所】 東京都千代田区内神田 1丁目 1番 14号

    【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ

    【代表者】 猪俣 博

【特許出願人】

    【識別番号】 000005108

    【住所又は居所】 東京都千代田区神田駿河台 4丁目 6番地

    【氏名又は名称】 株式会社日立製作所

    【代表者】 庄山 悦彦

【手数料の表示】

    【予納台帳番号】 008383

    【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

    【物件名】 明細書 1

    【物件名】 図面 1

【物件名】

要約書 1

【プルーフの要否】

要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 対向配置されて間の空間に均一静磁場領域を形成する 1 対の静磁場発生源と静磁場の均一度を調節するシムコイルからなる静磁場発生系と、前記静磁場発生系の対向面側に均一静磁場領域を挟んで対向配置された 1 対の傾斜磁場コイルと、高周波磁場を発生させて被検体に核磁気共鳴現象を誘起させる高周波磁場コイルを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記傾斜磁場コイルは、電流供給用端子を備え、

前記静磁場発生系は、前記傾斜磁場コイルを収容する凹みと、対向面側とその反対面側とを結んで貫通する貫通穴を備え、

前記貫通穴内に、前記傾斜磁場コイルに電流を供給する配線が固定され、

前記配線は、その前記傾斜磁場コイル側に電流供給用端子を備え、

前記電流供給用端子と前記電流供給用端子とを接続し、

前記傾斜磁場コイルを前記静磁場発生系の凹みに固定して構成されたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】 請求項 1 に於いて、前記高周波磁場コイルと前記シムコイルへの電流供給のための配線と、前記高周波コイルにて受信したエコー信号を送信するための配線が、前記貫通穴内に固定されたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】 請求項 1 または請求項 2 に於いて、前記傾斜磁場コイルは、その略側面に少なくとも 1 以上の電流供給用端子を備え、前記静磁場発生系は、前記凹みの略側面に少なくとも 1 以上の前記貫通穴を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】 請求項 1 または請求項 2 に於いて、前記傾斜磁場コイルは、その均一静磁場側面の反対側面の略中央に少なくとも 1 以上の電流供給用端子を備え、前記静磁場発生系は、前記凹みの略中央に少なくとも 1 以上の前記貫通穴を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】 請求項 1 または請求項 2 または請求項 3 または請求項 4 に於

いて、前記貫通穴と前記配線の隙間にクッション材を充填することによって、前記貫通穴内に前期配線を固定したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】 請求項 3 に於いて、前記貫通穴と前記配線の隙間に液状の固定剤を充填して硬化させることによって、前記貫通穴内に前期配線を固定したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】 請求項 3 に於いて、直線状のガイドに前記配線を固定し、前記貫通穴には当該ガイドを案内するレールを設置し、当該ガイドを当該レールに沿って挿入して固定することによって、前記貫通穴内に前期配線を固定したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 8】 請求項 1 または請求項 2 または請求項 3 または請求項 4 に於いて、前記電流供給用端子と前記電流需給端子のいずれか一方は窪みを備え、他方は当該窪みに挿入される突起を備え、当該突起を当該窪みに挿入することにより、前記傾斜磁場コイルと前記配線を接続したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】 請求項 3 に於いて、前記電流受給用端子と前記電流供給用端子のいずれにも、お互いをボルト締結するための穴を備え、当該ボルト締結用の穴を通してボルト締結することにより、前記傾斜磁場コイルと前記配線を接続したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 10】 請求項 1 または請求項 2 または請求項 3 または請求項 4 に於いて、お互いに電氣的に接触する一対のコネクタの内、一方を前記電流受給用端子が備え、他方を前記電流供給用端子が備えて、当該 1 対のコネクタを接続することにより、前記傾斜磁場コイルと前記配線を接続したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 11】 対向配置されて間の空間に均一静磁場領域を形成する 1 対の静磁場発生源と静磁場の均一度を調節するシムコイルからなる静磁場発生系と、前記静磁場発生系の対向面側に均一静磁場領域を挟んで対向配置された 1 対の傾斜磁場コイルと、高周波磁場を発生させて被検体に磁気共鳴現象を誘起させる高周波磁場コイルを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記傾斜磁場コイルは、冷媒受給用端子を備え、

前記静磁場発生系は、前記傾斜磁場コイルを収容する凹みと、対向面側とその反対面側とを結んで貫通する貫通穴を備え、

前記貫通穴内に、前記傾斜磁場コイルに冷媒を供給する配管が固定され、

前記配管は、その前記傾斜磁場コイル側に冷媒供給用端子を備え、

前記冷媒供給用端子と前記冷媒受給端子とを接続し、

前記傾斜磁場コイルを前記静磁場発生系の凹みに固定して構成されたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 12】 請求項 11 に於いて、前記傾斜磁場コイルは、その略側面に少なくとも 1 以上の冷媒受給用端子を備え、前記静磁場発生系は、前記凹みの略側面に少なくとも 1 以上の前記貫通穴を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 13】 請求項 11 に於いて、前記傾斜磁場コイルは、その均一静磁場側面の反対側面の略中央に少なくとも 1 以上の冷媒供給用端子を備え、前記静磁場発生系は、前記凹みの略中央に少なくとも 1 以上の前記貫通穴を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 14】 請求項 11 に於いて、前記冷媒供給用端子と前記冷媒需給端子のいずれか一方は窪みを備え、他方は当該窪みに挿入される突起を備え、当該突起を当該窪みに挿入することにより、前記傾斜磁場コイルと前記配管を接続したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 15】 請求項 11 に於いて、お互いに冷媒を搬送させる一対のコネクタの内、一方を前記冷媒受給用端子が備え、他方を前記冷媒供給用端子が備えて、当該 1 対のコネクタを接続することにより、前記傾斜磁場コイルと前記配管を接続したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【0001】

#### 【発明の属する技術分野】

本発明は、垂直磁場方式の磁気共鳴イメージング（以下「MRI」という。）装置に関し、特に、傾斜磁場コイルや高周波磁場コイルに電流を供給するための配線、および、傾斜磁場コイルを冷却する冷媒を供給するための配管の固定構造に

関する。

#### 【0002】

##### 【従来の技術】

MRI装置には、静磁場発生方式として水平磁場方式の円筒型と垂直磁場方式の対向型があり、垂直磁場方式の対向型が開放性に優れる。そして、静磁場を発生させる手段として、常伝導磁石、永久磁石、超伝導磁石を用いたものがあるが、高い静磁場強度を発生させるには超伝導磁石が用いられる。さらに、イメージングの際には、高周波磁場コイルを通して電磁波を被検体に照射することによって誘起される核磁気共鳴（以下「NMR」という）信号を受信する際に、傾斜磁場を印加することにより被検体の位置情報をNMR信号に付与する。

#### 【0003】

上記の垂直磁場方式のMRI装置では、一般的に一对の静磁場発生源が上下方向に対向して配置され、静磁場方向が被検体の体軸方向と直交する。そのため、平板状の傾斜磁場コイルが両静磁場発生源の間に形成される均一静磁場領域を挟んで対向配置される。さらに、垂直磁場方式の静磁場発生源として超伝導磁石を用いたMRI装置では、開放性を高めるために上記傾斜磁場コイルは超伝導コイルの凹みに配置される。

#### 【0004】

さらに、傾斜磁場コイルと高周波磁場コイルの他に静磁場均一度を調節する shim コイルおよび高周波磁場コイルへの電流の供給や傾斜磁場コイル内部を冷却する冷媒の供給のために、静磁場発生系を通して電源装置や冷媒循環装置からの配線や配管を接続する必要がある。具体的には、外径  $\phi 10\sim 30\text{mm}$  のケーブルや配管を6～10本程度接続する必要があるが、開放側に配線や配管を固定するとMRI装置の開放性が失われてしまう。

#### 【0005】

上記問題を解決する公知例として、[特許文献1]と[特許文献2]がある。[特許文献1]では、ポールピースに設けた切り欠きを通して、配線を固定している。また[特許文献2]では、配線が静磁場発生装置の中央穴を経由して配線されている。

## 【0006】

## 【特許文献1】

特願2001-240937号公報

## 【特許文献2】

特願2000-243058号公報

## 【0007】

## 【発明が解決しようとする課題】

[特許文献1]は、ポールピースに切り欠きを設けると、切り欠き部の磁性体の物量が減るため、静磁場の均一度を低減させてしまう。また、超電導コイル容器の開放側に切り欠きを設けることは容易ではなく、切り欠くスペースもない。[特許文献2]は、配線を超電導コイル中央の穴を経由して外部に取り出しているため、配線にはローレンツ力による振動が発生する。この振動が画像へ悪影響を及ぼすため、配線を強固に固定しなければならないが、具体的な固定方法が示されていない。

## 【0008】

そこで本発明は、垂直磁場方式のMRI装置において、イメージングに影響を与えず、かつ、開放性を損なうことなく、傾斜磁場コイル、高周波磁場コイル、シムコイルへの電流供給とエコー信号の受信を行うための配線および傾斜磁場コイルを冷却する冷媒を供給するための配管の固定と、お互いの接続が、共に容易にでき、また、メンテナンス時の傾斜磁場コイル、高周波磁場コイル、シムコイルの着脱を容易にすることを目的とする。

## 【0009】

## 【課題を解決するための手段】

前記課題を解決するために、本発明は以下の様に構成される。

(1) 対向配置されて間の空間に均一静磁場領域を形成する1対の静磁場発生源と静磁場の均一度を調節するシムコイルからなる静磁場発生系と、前記静磁場発生系の対向面側に均一静磁場領域を挟んで対向配置された1対の傾斜磁場コイルと、高周波磁場を発生させて被検体に磁気共鳴現象を誘起させる高周波磁場コイルを備えた磁気共鳴イメージング装置において、



前記傾斜磁場コイルは、電流供給用端子を備え、

前記静磁場発生系は、前記傾斜磁場コイルを収容する凹みと、対向面側とその反対面側とを結んで貫通する貫通穴を備え、

前記貫通穴内に、前記傾斜磁場コイルに電流を供給する配線が固定され、

前記配線は、その前記傾斜磁場コイル側に電流供給用端子を備え、

前記電流供給用端子と前記電流供給用端子とを接続し、

前記傾斜磁場コイルを前記静磁場発生系の凹みに固定して

構成される。

(2) また、好ましくは、前記 (1) に於いて、前記高周波磁場コイルと前記シムコイルへの電流供給のための配線と、前記高周波コイルにて受信したエコー信号を送信するための配線が、前記貫通穴内に固定される。

(3) 好ましくは、前記 (1) または前記 (2) に於いて、前記傾斜磁場コイルは、その略側面に少なくとも 1 以上の電流供給用端子を備え、前記静磁場発生系は、前記凹みの略側面に少なくとも 1 以上の前記貫通穴を備える。

(4) また、好ましくは、前記 (1) または前記 (2) に於いて、前記傾斜磁場コイルは、その均一静磁場側面の反対側面の略中央に少なくとも 1 以上の電流供給用端子を備え、前記静磁場発生系は、前記凹みの略中央に少なくとも 1 以上の前記貫通穴を備える。

(5) また、好ましくは、前記 (1) または前記 (2) または前記 (3) または前記 (4) に於いて、前記貫通穴と前記配線の隙間にクッション材を充填することによって、前記貫通穴内に前期配線を固定する。

(6) また、好ましくは、前記 (3) に於いて、前記貫通穴と前記配線の隙間に液状の固定剤を充填して硬化させることによって、前記貫通穴内に前期配線を固定する。

(7) また、好ましくは、前記 (3) に於いて、直線状のガイドに前記配線を固定し、前記貫通穴には当該ガイドを案内するレールを設置し、当該ガイドを当該レールに沿って挿入して固定することによって、前記貫通穴内に前期配線を固定したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

(8) また、好ましくは、前記 (1) または前記 (2) または前記 (3) または前記

(4) に於いて、前記電流供給用端子と前記電流需給端子のいずれか一方は窪みを備え、他方は当該窪みに挿入される突起を備え、当該突起を当該窪みに挿入することにより、前記傾斜磁場コイルと前記配線を接続する。

(9) また、好ましくは、前記 (3) に於いて、前記電流受給用端子と前記電流供給用端子のいずれにも、お互いをボルト締結するための穴を備え、当該ボルト締結用の穴を通してボルト締結することにより、前記傾斜磁場コイルと前記配線を接続する。

(10) また、好ましくは、前記 (1) または前記 (2) または前記 (3) または前記 (4) に於いて、お互いに電氣的に接触する一対のコネクタの内、一方を前記電流受給用端子が備え、他方を前記電流供給用端子が備えて、当該1対のコネクタを接続することにより、前記傾斜磁場コイルと前記配線を接続する。

(11) また、好ましくは、対向配置されて間の空間に均一静磁場領域を形成する1対の静磁場発生源と静磁場の均一度を調節するシムコイルからなる静磁場発生系と、前記静磁場発生系の対向面側に均一静磁場領域を挟んで対向配置された1対の傾斜磁場コイルと、高周波磁場を発生させて被検体に磁気共鳴現象を誘起させる高周波磁場コイルを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記傾斜磁場コイルは、冷媒受給用端子を備え、

前記静磁場発生系は、前記傾斜磁場コイルを収容する凹みと、対向面側とその反対面側とを結んで貫通する貫通穴を備え、

前記貫通穴内に、前記傾斜磁場コイル側に冷媒を供給する配管が固定され、

前記配管は、その前記傾斜磁場コイル側に冷媒供給用端子を備え、

前記冷媒供給用端子と前記冷媒受給端子とを接続し、

前記傾斜磁場コイルを前記静磁場発生系の凹みに固定して構成される。

(12) また、好ましくは、前記 (11) に於いて、前記傾斜磁場コイルは、その略側面に少なくとも1以上の冷媒受給用端子を備え、前記静磁場発生系は、前記凹みの略側面に少なくとも1以上の前記貫通穴を備える。

(13) また、好ましくは、前記 (11) に於いて、前記傾斜磁場コイルは、その均一静磁場側面の反対側面の略中央に少なくとも1以上の冷媒供給用端子を備え、前

記静磁場発生系は、前記凹みの略中央に少なくとも1以上の前記貫通穴を備える。

(14) また、好ましくは、前記(11)に於いて、前記冷媒供給用端子と前記冷媒需給端子のいずれか一方は窪みを備え、他方は当該窪みに挿入される突起を備え、当該突起を当該窪みに挿入することにより、前記傾斜磁場コイルと前記配管を接続する。

(15) また、好ましくは、前記(11)に於いて、お互いに冷媒を搬送させる一対のコネクタの内、一方を前記冷媒受給用端子が備え、他方を前記冷媒供給用端子が備えて、当該1対のコネクタを接続することにより、前記傾斜磁場コイルと前記配管を接続する。

#### 【0010】

これにより、MRI装置において、開放性を損なうことなく、傾斜磁場コイル、高周波磁場コイル、シムコイルへの電流供給とエコー信号の受信を行うための配線および傾斜磁場コイルを冷却する冷媒を供給するための配管の固定と、お互いの接続が、共に容易にでき、また、メンテナンス時の傾斜磁場コイル、高周波磁場コイル、シムコイルの着脱が容易にできるようになる。

#### 【0011】

##### 【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて説明する。なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

#### 【0012】

最初にMRI装置の基本的な概要を図1に基づいて説明する。MRI装置は、核磁気共鳴現象を利用して被検体の断層画像を得るもので、同図に示すように静磁場発生系1と、傾斜磁場コイル2と、高周波磁場コイル3とを備えて構成される。

#### 【0013】

静磁場発生系1は、上下に対向して配置されて均一静磁場領域50を形成する1対の静磁場発生源と図示せぬ静磁場均一度を調節するシムコイルからなる。静磁場発生源には、超電導磁石または常電導磁石または永久磁石が用いられる。超電

導磁石の場合は、超電導材料をコイル形状に巻いた超電導コイルをステンレスまたはGFRP製のクライオ容器内に収容して構成される。

#### 【0014】

図示せぬ被検体は図示せぬベッド上に横たわって、均一静磁場領域50内に配置される。傾斜磁場コイル2は、均一静磁場領域50を挟んで上下に対向して配置され、静磁場発生系1の均一静磁場領域50側の凹み内に固定される。高周波磁場コイル3は、均一静磁場領域50を挟んで上下に対向して配置され、傾斜磁場コイル2の均一静磁場領域50側（つまり、最も内側）に固定される。

#### 【0015】

傾斜磁場コイル2は、互いに直交する3軸方向に傾斜磁場を発生させるため、3つのコイルから構成される。各コイルは傾斜磁場電源31に接続されて駆動電流が供給される。この傾斜磁場コイル2は、静磁場発生系1に設けた図示せぬ固定スタンド（台座）に取り付けられる。

#### 【0016】

高周波磁場コイル3は送信器32に接続され、送信器32は高周波電流を高周波磁場コイル3に送り、高周波磁場を発生させる。また、高周波磁場コイル3は、受信器33にも接続され、受信器33は高周波磁場コイル3を通して被検体からのNMR信号を受信する。受信器33で得られたNMR信号は、データ処理器34に送られ、再構成画像を得るための信号処理が行われる。

#### 【0017】

制御器30は、前記傾斜磁場電源31と、送信器32と、受信器33に対して、適切なタイミングで動作するように制御する。

#### 【0018】

次に、本発明に係る第1実施例を図1に基づいて説明する。

静磁場発生系1には、中央の凹み4の側面付近、つまり傾斜磁場コイル側面付近に、少なくとも1以上（図1では両側に2つ）の貫通穴5が対向面側からその反対面側を結んで開けられている。穴の断面形状は、円、四角形、楕円などでいずれでも良い。

#### 【0019】

図2に傾斜磁場コイル、及び高周波磁場コイルの配線を固定する構造を示す。静磁場発生系組立時に、貫通穴に配線6を通し、液ダメ7を穴の下方に配置し、上方から固定剤（例えば樹脂、発泡剤）8を流し込んで硬化させることにより配線を固定する。液ダメ7は、樹脂、またはシリコンゴムなどの高分子材料でもよく、気密性の高いものが良い。

#### 【0020】

また図3に示すように、あらかじめ外径が穴形状に加工されたクッション材（例えばコルク、緩衝材）9に配線6を固定し、前記クッション材を穴に挿入しても良い。クッション材9の固定は、あらかじめクッション材外表面に接着剤を塗っておくか、または、挿入後に接着剤を流し込む方法でも良い。

#### 【0021】

また図4に示すように、直線状のガイド21に配線6を固定しても良い。一方、貫通穴5には、ガイド21を案内するレール22を設ける。これにより、配線を固定したガイドをレール22に沿って案内し、所定の位置でガイド21を固定する。

#### 【0022】

図5には、配線6と、傾斜磁場コイルからの端子を接続する構造を示す。図6は図5を上方から見た図である。端子10は静磁場発生系側からの配線の先に取り付けた電流供給端子であり、端子11は傾斜磁場コイルから出ている電流受給端子である。図6のように上方からアクセスできるため、視認性が良く、ボルト12にて締結が容易である。また、ボルトを外すだけで配線と分離できるので、傾斜磁場コイルの取り付け、取り外しが容易になる。

#### 【0023】

また、端子は図5の様にボルトで締結せずに、コネクタを用いて電氣的に接触させるだけでも良い。一例として、図7にコネクタ（例えば、マルチコンタクト社製の「フォークプラグ」）を用いた電流供給端子13、電流受給端子14の例を示す。

#### 【0024】

以上が第1実施例であるが、図1に基づく第2実施例として、事前に傾斜磁場コイル2に配線6を取り付けておき、傾斜磁場コイル2を静磁場発生系1に取り付ける

際に、配線6を貫通穴5に固定する方法を説明する。

傾斜磁場コイル2から引き出している配線6は、取り付ける際に貫通穴5を通す。方法としては、ケーブルにガイド21となる棒状のものを仮固定し、ガイド21を貫通穴に設けたレール22に通す。次に、貫通穴5の下方に液ダメを配置し、上方より固定剤8を流し込み、硬化させる。

#### 【0025】

または、レールを用いずにガイドのみで貫通穴を通し、貫通穴5の下方に液ダメを配置し、上方より固定剤8を流し込み硬化させても良い。また、ガイドの先端に配線6を仮固定し、貫通穴をガイドした後はガイドを取り外しても良い。

#### 【0026】

次に、本発明に係る第3実施例を図8に基づいて説明する。

図8の静磁場発生系1には、中央の凹み4の中心部に少なくとも1以上（図8では1つ）の貫通穴5が対向面側からその反対面側を結んで開けられている。接続端子以外の構成は、第1実施例の図1と同じである。

#### 【0027】

図9に配線6と、傾斜磁場コイル2からの端子を接続する構造を示す。端子15は静磁場発生系側からの配線の先に取り付けた電流供給端子であり、窪みを設けている。ここでは、この窪みの形状を円形としているが、特に円形である必要はなく多角形でも良い。端子16は、傾斜磁場コイル2から出ている電流受給端子であり、端子15の円形の窪みに挿入される突起を設けている。そして、電流受給端子16を電流供給端子15に挿入することにより、傾斜磁場コイル2を配線6に接続する。このようにすることで、静磁場発生系1の中央部にて配線の接続ができ、取り外しも容易になる。このようなコネクタの具体例として、マルチコンタクト社製の「B10Nソケット」と「S10Nプラグ」を用いることができる。さらには、ロック式のコネクタ（例えば、マルチコネクタ社製の「B10AR—Nソケット」と「S10AR—Nプラグ」）または図7に示すようなコネクタで垂直方向に接続可能なものを用いても良い。

#### 【0028】

以上が第3実施例であるが、図8に基づく第4実施例として、第3実施例におい

て事前に傾斜磁場コイル2に配線6を取り付けておき、傾斜磁場コイル2を静磁場発生系1に取り付ける際に、配線6を貫通穴5に固定する方法を説明する。

傾斜磁場コイル2から引き出している配線6は、取り付ける際に貫通穴5を通す。図10に示すように、方法としては、あらかじめ外径が穴形状に加工されたクッション材17を配線6に固定し、クッション材17を穴に挿入する。クッション材17の固定は、クッション材外表面にあらかじめ塗布された接着剤に固定する。

#### 【0029】

以上は、傾斜磁場コイルへの配線について説明したが、高周波磁場コイルやシムコイルへの配線とお互いの接続も同様に行うことができる。その際複数の貫通穴を設けて個別に、或いは、グループ別けしてそれぞれを貫通穴に通しても良い。或いは、全ての必要な配線を束ねて一つにまとめた状態で貫通穴に固定することができる。

#### 【0030】

次に、傾斜磁場コイルを冷却する冷媒を供給するための配管の固定について説明する。

図11には、傾斜磁場コイル側面部にて、配管と傾斜磁場コイルからの端子を接続する構造を示す。端子100は静磁場発生系側からの配管の先に取り付けた冷媒供給端子であり、端子101は傾斜磁場コイルから出ている冷媒受給端子である。

この配管及び端子には、中空の貫通穴が設けられている。形状は四角形でも円でも良い。冷媒供給端子100の先端部突起は、冷媒受給端子101に設けられた窪みに挿入される。この端子に、図12のようなロック式のコネクタ102を用いることで、着脱が可能となる。

#### 【0031】

または、図13のように、冷媒供給端子100を省略し、さらには外部からの配管にゴム製のチューブ105を用いた場合は、固定用バンド103をネジ104で締め付けることにより配管を固定しても良い。この様な端子の例としてストーブリ社製の「クイックリリースカップリング」を用いることができる。

#### 【0032】

または、冷媒供給端子100、及び冷媒受給端子101に非磁性の金属材料（真鍮、

ステンレスなど)を用いた場合は、ろう付けにより固定しても良い。または、図14のように、ナット106を回転させることにより配管と端子を固定するスウェージロック式のコネクタを用いても良い。

### 【0033】

以上のように構成することにより、管内に冷媒(液体、または気体)を循環させ、傾斜磁場コイルの外部で前記冷媒を冷却することにより、傾斜磁場コイルを冷却できる。さらには、この配管及び端子に導電性材を用いる場合には、電源からの電流を配管に接続することで、傾斜磁場コイルに電流を供給することもできる。

以上は、傾斜磁場コイル側面部にて、接続する場合の構造であるが、図15のように、中央部にも適応できる。

### 【0034】

#### 【発明の効果】

本発明によれば、MRI装置において、開放性を損なうことなく、傾斜磁場コイル、高周波磁場コイル、シムコイルへの電流供給とエコー信号の受信を行うための配線および傾斜磁場コイルを冷却する冷媒を供給するための配管の固定と、お互いの接続が、共に容易にでき、また、メンテナンス時の傾斜磁場コイル、高周波磁場コイル、シムコイルの着脱が容易にできるようになる。

#### 【図面の簡単な説明】

##### 【図1】

第1実施例の磁気共鳴イメージング装置を示す図。

##### 【図2】

第1実施例の配線の固定構造(固定剤方式)を示す図。

##### 【図3】

第1実施例の配線の固定構造(クッション方式)を示す図。

##### 【図4】

第1実施例の配線の固定構造(ガイド・レール方式)を示す図。

##### 【図5】

第1実施例の端子接続方法を示す図。



**【図 6】**

第1実施例の図5の上面を示す図。

**【図 7】**

第1実施例の端子接続方法を示す図。

**【図 8】**

第3実施例の磁気共鳴イメージング装置を示す図。

**【図 9】**

第3実施例の端子接続方法を示す図。

**【図 10】**

第4実施例の端子接続方法を示す図。

**【図 11】**

凹みの略側面での配管の端子接続方法を示す図。

**【図 12】**

ロック式のコネクタを用いた配管の接続方法を示す図。

**【図 13】**

ゴム製のチューブを用いた配管の接続方法を示す図。

**【図 14】**

スウェージロック式のコネクタを用いた配管の接続方法を示す図。

**【図 15】**

凹みの略中央での配管の端子接続方法を示す図。

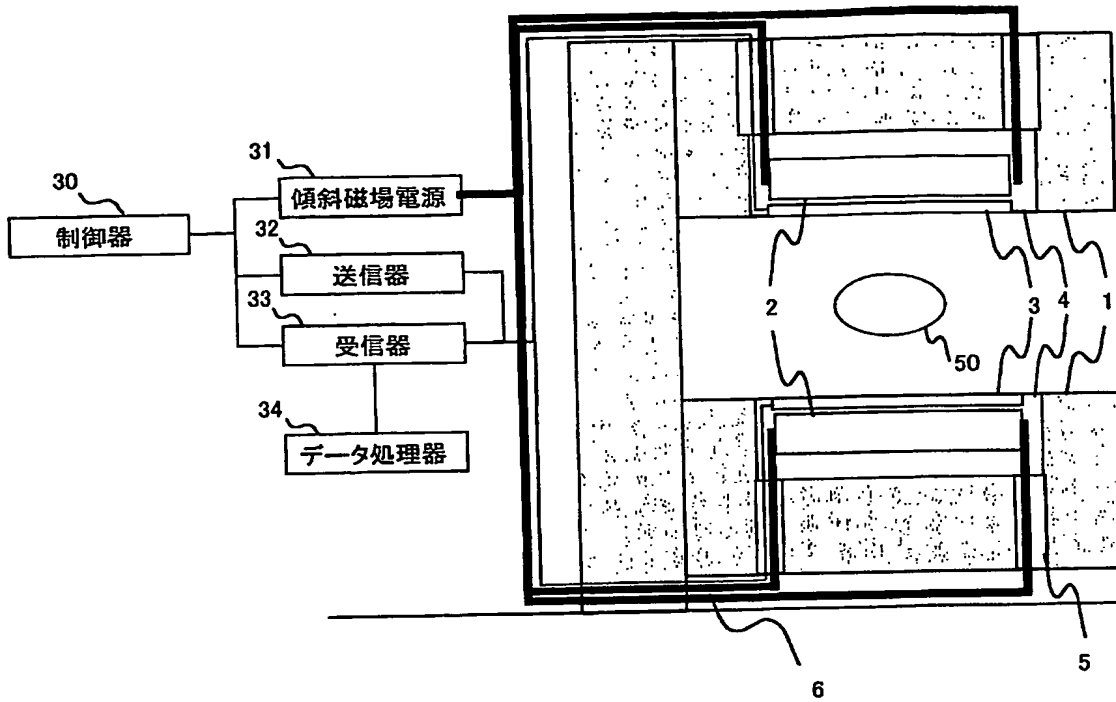
**【符号の説明】**

1 静磁場発生系、2 傾斜磁場コイル、3 高周波磁場コイル、4 中央の凹み、5 貫通穴、6 配線、7 液ダメ、8 固定剤、9 クッション材、10 電流供給端子、11 電流受給端子、12 ボルト、13 電流供給端子、14 電流受給端子、15 電流供給端子、16 電流受給端子、17 クッション材、21 ガイド、22 レール、30 制御器、31 傾斜磁場電源、32 送信器、33 受信器、34 データ処理器、50 均一静磁場領域、100 配管端子、101 配管端子、102 ロック式コネクタ、103 固定バンド、104 ねじ、105 ゴムチューブ、106 ナット

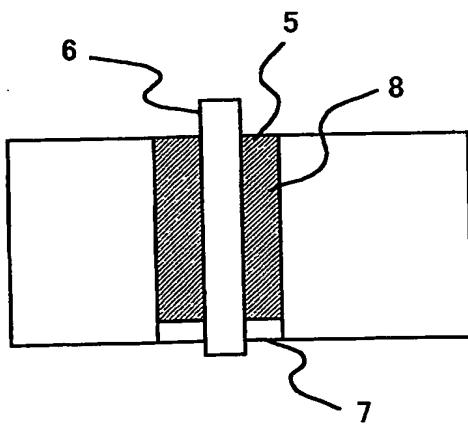
【書類名】

図面

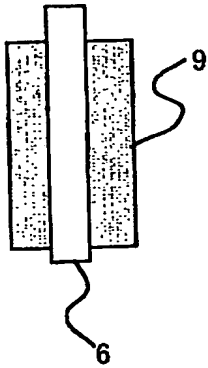
【図 1】



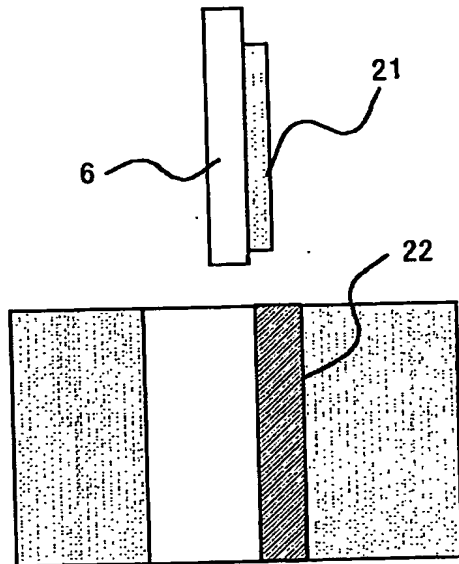
【図 2】



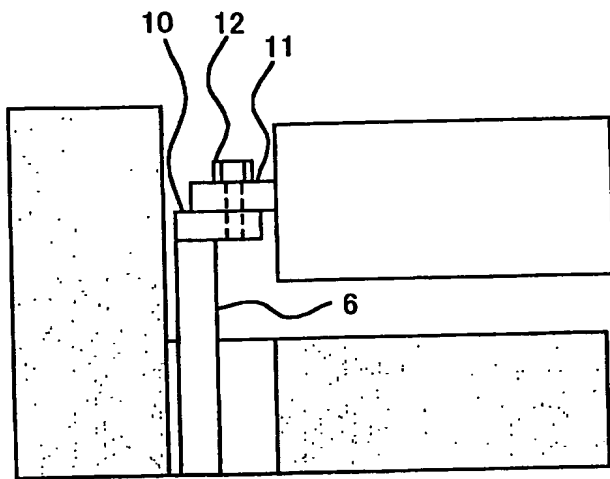
【図 3】



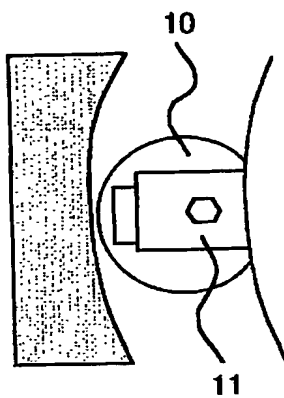
【図 4】



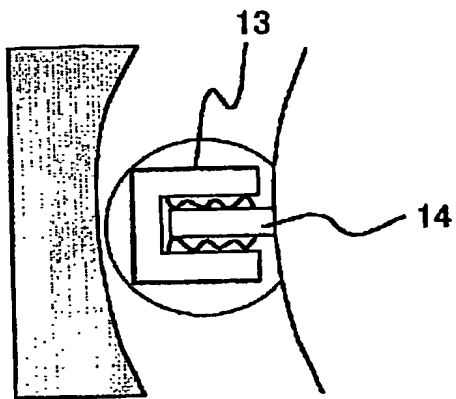
【図 5】



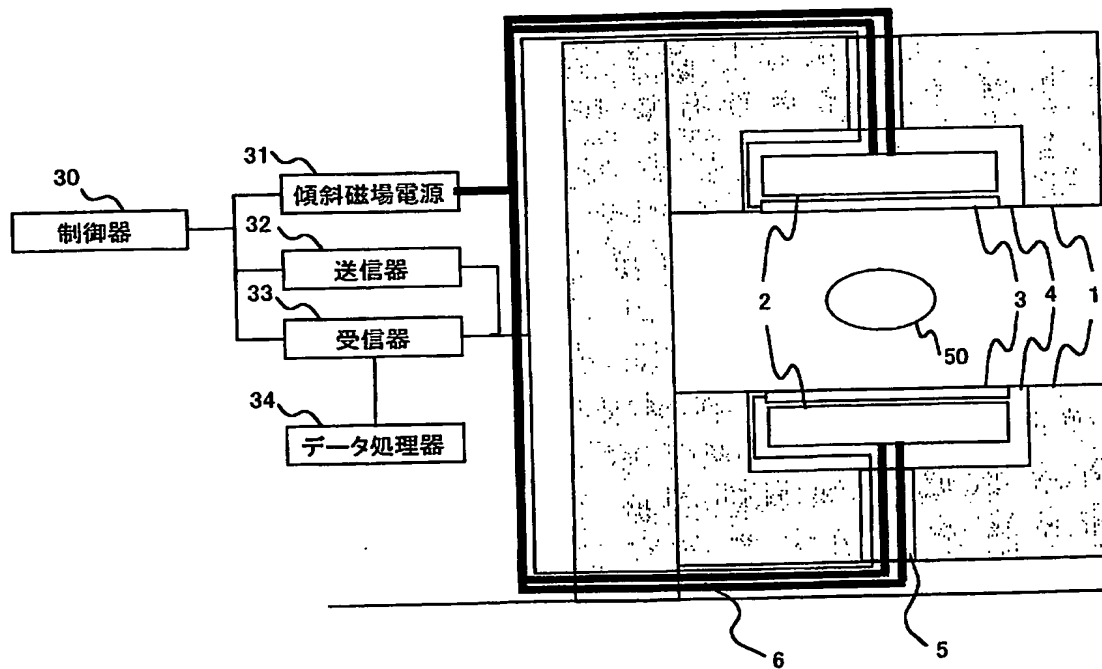
【図 6】



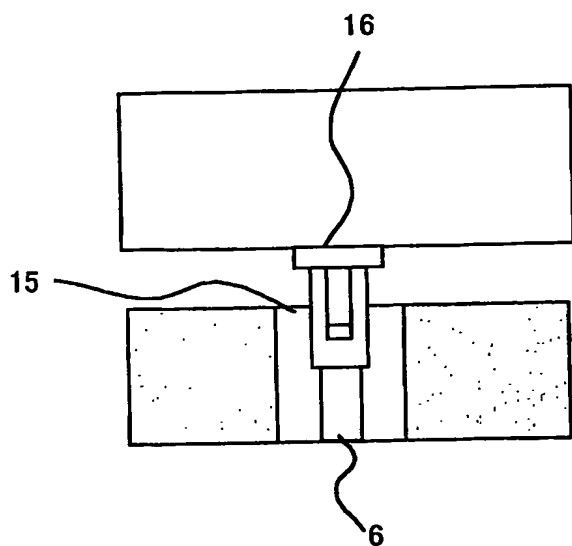
【図 7】



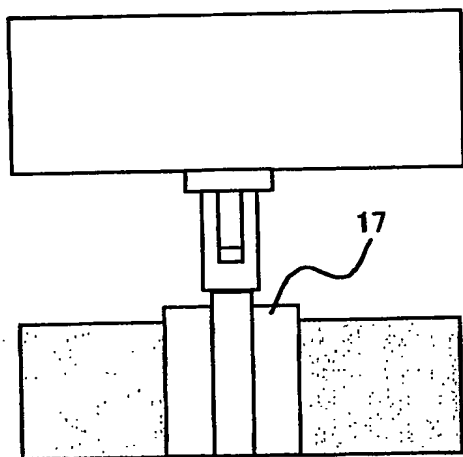
【図 8】



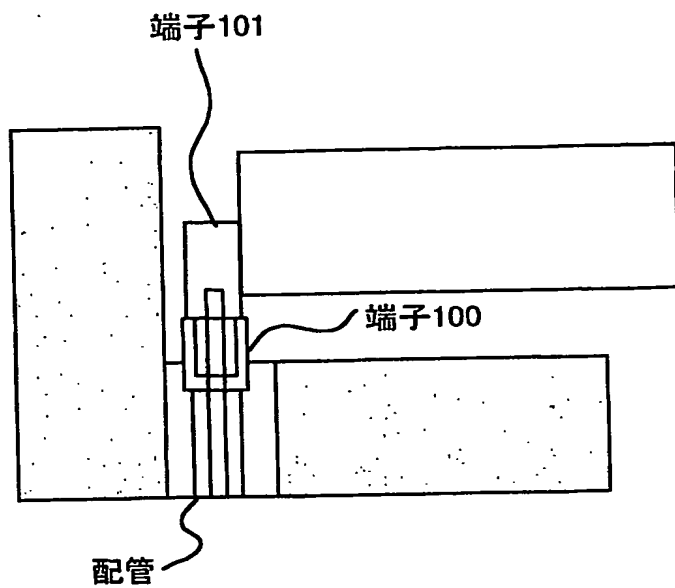
【図 9】



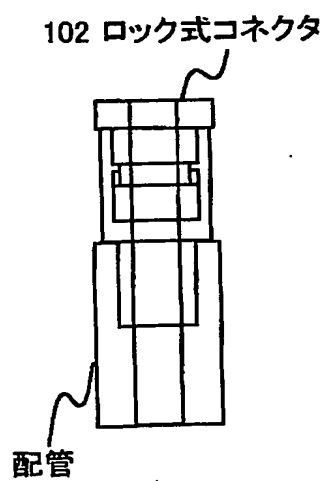
【図 10】



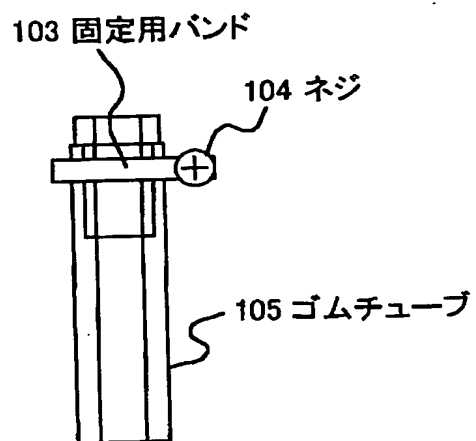
【図 1 1】



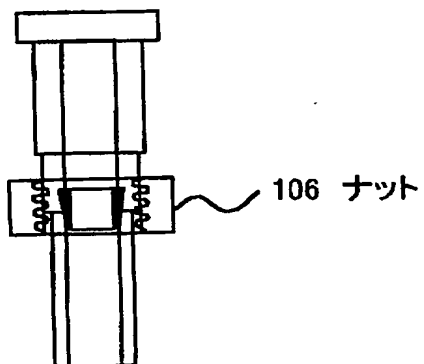
【図 1 2】



【図 13】

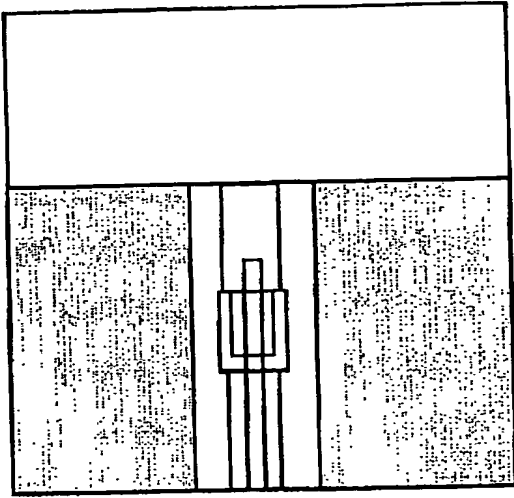


【図 14】





【図 15】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 垂直磁場方式のMRI装置において、イメージングに影響を与えず、かつ、開放性を損なうことなく、傾斜磁場コイル等への電流供給等を行うための配線とそのメンテナンスを容易にする。

【解決手段】 静磁場発生系上の傾斜磁場コイルを設置する凹みの略側面または略中央に配線を通す貫通穴を設け、この貫通穴に電流供給用の配線と傾斜磁場コイルを冷却する配管を通して固定する。その後、傾斜磁場コイルの略側面または略中央に接続端子を設けて配線と配管と接続する。あるいは、傾斜磁場コイルに配線と配管を接続した状態で、この配線と配管を貫通穴に通して固定してもよい。

【選択図】 図1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2003-117804
受付番号	50300672865
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成15年 6月23日

<認定情報・付加情報>

【特許出願人】	申請人
【識別番号】	000153498
【住所又は居所】	東京都千代田区内神田1丁目1番14号
【氏名又は名称】	株式会社日立メデイク
【特許出願人】	
【識別番号】	000005108
【住所又は居所】	東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地
【氏名又は名称】	株式会社日立製作所

次頁無

特願 2003-117804

出願人履歴情報

識別番号

[000153498]

1. 変更年月日  
[変更理由]  
住所  
氏名

1990年 8月10日  
新規登録  
東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
株式会社日立メディコ

特願 2003-117804

出願人履歴情報

識別番号

[000005108]

1. 変更年月日

1990年 8月31日

[変更理由]

新規登録

住所

東京都千代田区神田駿河台4丁目6番地

氏名

株式会社日立製作所